

**«БЕЛГОРОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
(Н И У « Б е л Г У »)**

ИНСТИТУТ ИНЖЕНЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И ЕСТЕСТВЕННЫХ НАУК

КАФЕДРА ОБЩЕЙ И ПРИКЛАДНОЙ ФИЗИКИ

**ОСОБЕННОСТИ РЕГИСТРАЦИИ БИОМЕТРИЧЕСКИХ
ПОКАЗАТЕЛЕЙ, СВЯЗАННЫХ С ИЗМЕНЕНИЕМ ПСИХИЧЕСКИХ
СОСТОЯНИЙ**

Выпускная квалификационная работа

студента очной формы обучения
направления подготовки 03.04.02 Физика магистерская программа
Медицинская физика

группы 07001638
Голубятникова Андрея Игоревича

Научный руководитель
д.ф.-м.н. Внуков И. Е.

Консультант
к.ф.-м.н. Шатохин Р.А.

Рецензенты
профессор, д.ф.-м.н.
Захвалинский В.С.

заместитель генерального
директора по качеству и
сервису АО «Медтехника»
г.Белгород Павленко А.И.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	3
ГЛАВА 1 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ БАЗА ИССЛЕДОВАНИЯ.....	4
1.1 Эволюция представлений психофизиологии.....	4
1.2 Обзор актуальных научных статей по психофизиологии.....	8
1.3 Рассмотрение стрессовой реакции, выделение регистрируемых физиологических параметров.....	10
ГЛАВА 2 ОСОБЕННОСТИ РЕГИСТРАЦИИ БИОСИГНАЛОВ.....	14
2.1 Технические особенности регистрации биосигналов.....	14
2.2 Регистрация пульса и насыщения крови кислородом.....	17
2.3 Измерение электрической активности кожи.....	21
2.4 Измерение температуры тела.....	24
ГЛАВА 3 ПРОЕКТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА МОНИТОРИНГА.....	26
3.1 Структурные схемы устройства.....	26
3.2 Электрическая принципиальная схема устройства.....	29
3.3 Описание алгоритма работы устройства.....	31
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	34
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	36

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы:

Психические заболевания становятся все более распространенными. По данным Всемирной организации здравоохранения, в мире к 2020 году психические расстройства войдут в первую пятерку заболеваний, ведущих к потере трудоспособности. По данным этого же источника, депрессия является ведущей причиной подростковой заболеваемости и нетрудоспособности. В связи с этим проблема нахождения взаимосвязи психических расстройств, их динамики, и физиологических параметров приобретает все большую актуальность. Устройство, измеряющее набор физиологических параметров, коррелирующих с изменением состояний психики прежде всего полезно для исследовательских целей, нахождения новых взаимосвязей между теми или иными расстройствами и их физиологическими откликами. Но, кроме этого, оно может быть полезно и для целей диагностики, как инструмент, используемый психотерапевтом.

В начале исследования была поставлена следующая цель:

Разработать прототип устройства для комплексного мониторинга физиологических параметров, характеризующих психическое состояние.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

1. Определить набор измеряемых параметров;
2. Разработать структурную схему устройства;
3. Подобрать оптимальные электронные компоненты;
4. Разработать принципиальную схему;
5. Представить алгоритм работы устройства;

Для реализации изложенных задач была изучена теоретическая база по психофизиологии и произведено ознакомление с методологией, с современными представлениями, подходами и терминологией, используемыми этой наукой.

ГЛАВА 1 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ БАЗА ИССЛЕДОВАНИЯ

1.1 Эволюция представлений психофизиологии

Развитие учения о соотношении физиологического и психического в жизнедеятельности человека привело к появлению такой науки, как психофизиология. Вопрос об этом соотношении на разных этапах развития физиологии и психологии был представлен несколькими гипотезами. Например, некоторое время была популярна гипотеза о независимом параллельном существовании физиологических и психических качеств и реакций организма и психики на окружающую действительность. Этой гипотезы придерживались, среди прочих, такие представители естественно-научной мысли, как Рене Декарт и Готфрид Вильгельм Лейбниц. Гипотеза получила название психофизического параллелизма.

Однако накопленные к настоящему времени экспериментальные и клинические данные указывают на тесную взаимосвязь психики и физиологии и подчинение психики внешним физико-химическим воздействиям. Это, однако, не говорит о том, что связь физиологии и психики следует понимать, как связь производителя с продуктом, поскольку психика, имея под собой физиологическую основу, может при этом так же оказывать на нее влияние. В данном случае уместнее говорить именно о взаимной связи, существующей между этими двумя сущностями.

Кроме того, открытие системного подхода в научном познании и применение его к изучению взаимосвязи психики и физиологии заставило по-новому взглянуть на эту проблему. Системный подход предполагает изучение явления в контексте связей, существующих между его частями. Целое, как совокупность частей и связей, при этом приобретает новые свойства. В рамках применения системного подхода к изучению психофизиологических процессов, Анохиным было введено понятие функциональной системы, как

совокупности активности анатомически разных частей организма, направленной на достижение приспособительного результата.

Целью данной работы не ставится изучение фундаментальных принципов соотношения психики и физиологии. Здесь мы лишь приводим краткую историческую справку об эволюции этих представлений, чтобы обосновать состоятельность использованных методов и выдвинутых целей. Стоит при этом заметить, что однозначного ответа на вопрос соотношения физиологии и психики нет до сих пор, что, однако, не мешает использовать устоявшуюся методологию для изучения конкретных физиологических проявлений, сопутствующих психическим процессам.

Наряду с функциональными системами существуют также функциональные состояния. Функциональное состояние — это относительно устойчивая структура, актуализируемых субъектом средств деятельности в конкретной ситуации, определяющая эффективность решения трудовых задач [4]. Другими словами, функциональное состояние отражает готовность организма человека к выполнению определенной задачи.

В связи со сказанным выше, определение параметров функциональных состояний является одной из важнейших задач психофизиологии. Но кроме того, важным являются не только сами параметры, характеризующие какое-либо состояние, но также и динамика их изменения. Физиологические параметры, характеризующие то или иное состояние должны всегда рассматриваться в контексте и во взаимосвязи друг с другом. В ходе эксперимента, наблюдения или анализа экспериментальных данных тот или иной параметр можно отнести либо к параметрам, играющим смысловую роль, либо к тем, что играют вспомогательную роль. Смысловая (или содержательная) роль относится непосредственно к рассматриваемой задаче, в то время как вспомогательные параметры определяются главным образом для того, чтобы снизить уровень погрешности эксперимента и убедиться, что условия эксперимента не искажают полученные результаты для заданного уровня точности. Например, глазные движения и мышечный тонус могут быть

свидетельством напряжения, а при регистрации биотоков мозга, эмоциональное напряжение приносит помехи. Психическое состояние с тем или иным уровнем точности может быть определено только на основании совокупности данных о различных его проявлениях.

Целью данной работы является разработка устройства, с помощью которого можно с некой степенью достоверности определять психическое состояние. В частности – патологические состояния психики. Необходимость такого устройства продиктовано спецификой протекания психических расстройств, когда врач психиатр, либо психотерапевт, ставит диагноз, зачастую опираясь на показания пациента, которые несут субъективный оттенок, зависящий от множества факторов, и могут быть интерпретированы неверно. Таким образом пациент может ввести врача в заблуждение, случайно, либо же преднамеренно. К тому же, трудности диагностирования способствует также то, что большинство показателей имеют не количественную, а качественную природу. Таким образом этот факт зачастую лишает возможности отследить динамику изменения состояния пациента и сделать вывод об эффективности терапии.

Что не мало важно, такое устройство может быть использовано не только в целях терапии, для формирования вывода о наличии психического расстройства и мониторинга его динамики, но также и в исследовательских целях. Некоторые специфические состояния психики не до конца изучены и существует мало информации об их взаимосвязи с физиологическими проявлениями. Например, существует такое состояние, как дереализация. Это состояние проявляется в ощущении нереальности окружающего мира и субъективном чувстве утраты контроля над своими действиями. На данный момент считается, что дереализация – это ни что иное, как защитная реакция психики человека на длительный стресс и эмоциональные потрясения. Оно сопровождается притуплением эмоций. Об этом факте свидетельствует также то, что дереализация обычно сопровождает другие расстройства психики. Например, часто она проявляется у людей, страдающих паническими атаками

или тревожным синдромом. Длительные периоды дереализации называются синдромом деперсонализации-дереализации. Исходя из сказанного выше, так как сама по себе дереализация и деперсонализация обычно не предстают, как самостоятельные расстройства, они могут, однако, служить индикатором психического состояния человека. Но, так как их физиологические проявления не изучены, они являются качественными показателями. Можно говорить только об их наличии, в остальном полностью полагаясь на пересказ пациента. То есть на настоящее время нет возможности отследить степень дереализации или динамику ее проявления. С прибором, который измеряет несколько физиологических показателей, можно провести измерения и накопить количество данных, необходимых для выявления закономерностей и построения гипотез.

Но такой метод мониторинга накладывает определенные ограничения на конечное устройство. Прежде всего стоит сказать, что оно не должно быть стационарным, поскольку большинство психических реакций может появляться неожиданно в течение дня и при наличии определенных факторов. Кроме того, целью также является информирование самого пациента о его состоянии и возможности его ухудшения в ближайшем времени для того, чтобы он имел возможность принять назначенные ему лекарства, обратиться к врачу, либо исключить на некоторое время определенные виды активности. Например, люди, страдающие от эпилепсии, зная о возможности появления в ближайшее время припадка, должны воздержаться от управления автомобилем. Поэтому устройство должно иметь интуитивно понятный интерфейс и дисплей для вывода информации. Также может быть предусмотрена возможность беспроводной передачи информации.

Поэтому устройство должно быть легко переносимым. Более того, оно должно быть достаточно компактным и не должно стеснять движений человека и мешать его нормальной жизнедеятельности. В связи с этим некоторые виды измерений физиологических показателей, такие как электроэнцефалограмма и пробы крови на наличие специфических гормонов

были отклонены, ввиду их непригодности для длительного мониторинга. Наиболее пригодными для поставленных целей представляются вегетативные показатели психической активности, сопровождающие определенные функциональные состояния. К ним относятся показатели мышечной, сердечно-сосудистой, дыхательной, выделительной и других систем организма. В частности, это частота сердечных сокращений, минутный объем сердца, систолическое и диастолическое давление, сила сокращений сердца, региональный кровоток, кожно-гальваническая реакция, уровень тонуса групп мышц и другие.

1.2 Обзор актуальных научных статей по психофизиологии

В настоящее время в связи с учащающимися случаями заболевания депрессией и потери трудоспособности, разными авторами были проведены исследования коррелятов физиологических коррелятов этого и других психических расстройств в рамках науки психофизиологии. Приведем свежие научные публикации, в которых описана указанная выше взаимосвязь.

С. А. Ягода в своей диссертации «Психофизиологические критерии электродермальной активности при психических расстройствах» исследовал связь между изменением электродермальной активности и активности симпатического отдела нервной системы при психических расстройствах, а также определил направленность этого изменения для разных групп расстройств. На основе обследования 441 больного с психическими расстройствами эндогенного, экзогенного и психогенного генеза, им было выявлено, что у больных шизофреническими расстройствами, органическими личностными расстройствами, а также аффективными расстройствами, такими как различные варианты депрессии, наблюдается статистически значимое снижение уровня кожной проводимости. То же самое наблюдается и у больных с острой реакцией на стресс. У больных экзогенными

астеническими расстройствами, то есть астеническими расстройствами, сформированными на фоне нарушения органов и систем, не связанных непосредственно с мозгом, например, при аутоинтоксикации (отравление организма веществами, вырабатываемыми им в ходе жизнедеятельности) или экзогенной интоксикации, а также у больных с посттравматическим стрессовым расстройством, напротив, наблюдалось повышение уровня кожной проводимости.

В последнее десятилетие, в связи с ростом процента людей, страдающих от депрессии, она попала под активное внимание исследователей. Вышло множество научных статей, посвященных проблематике профилактики и лечения депрессивных расстройств, а также работ, направленных на нахождение физиологических коррелятов депрессии.

В 2011 году вышла статья А.Ф. Изнака в соавторстве с Е.В. Изнаком, В.В. Корниловым и В.А. Концевой «Нейропсихофизиологические корреляты реактивной депрессии». На основании обследования 25 пациентов в возрасте 53-72 года, из которых 19 женщин и 6 мужчин), страдающих психогенной депрессивной реакцией, связанной с утратой близкого человека, с помощью ЭКГ было выявлено, что депрессивная реакция сопровождается повышением активации правого полушария, которое по настоящим представлениям в большей степени ответственно за переживание отрицательных эмоций [1] (все испытуемые были правшами) и снижением активности передних отделов левого полушария. После проведения терапии с использованием антидепрессантов картина менялась: улучшилось функциональное состояние задних отделов коры головного мозга, усилились тормозные процессы в правом полушарии, возросла активация лобных областей левого полушария. Таким образом, была обнаружена связь между степенью психического расстройства (психогенной депрессии) и показателями ЭЭГ.

Аналогичный вывод был представлен в научной статье А.А. Ивонина в соавторстве с Д.О. Куценко, Н.Н. Богдановым, В.Т. Шуваевым и А.Д. Ноздрачевым «Особенности регистрации биопотенциалов коры головного

мозга и вегетативного статуса у человека при невротической депрессии». Были обследованы 20 больных с невротической депрессией. Было показано, что наличие болезни находит отражение в структуре пространственной локализации ЭЭГ, степень выраженности болезни коррелирует с показателями ЭЭГ. Кроме того, были обследованы больные с разными вариантами невротической депрессии, на основании чего было выявлено, что на результаты ЭЭГ влияет наличие сопутствующих расстройств, таких как тревожный синдром и астенический синдром.

Также разными авторами были исследованы маркеры шизофрении. Было выяснено, что у больных шизофренией латентные воспалительные и пролиферативные процессы щитовидной железы выражены статистически более значимо, чем у здоровых людей [2]. Был удачно произведен поиск в сыворотке крови больных маркеров связанной с шизофренией гиперфункцией апоптоза (регулируемой клеточной гибели) – белков аннексина-A5 и фиколина-H [3]. Было исследовано изменение уровня серотонина у больных шизофренией [4].

1.3 Рассмотрение стрессовой реакции, выделение регистрируемых физиологических параметров

Рассмотрим отдельно психофизиологию стрессовых реакций. Стресс – это неспецифическая реакция организма на внешний раздражитель. Он носит функцию адаптации к внешним условиям. Будучи таковым, стресс выполняет полезную функцию, мобилизуя ресурсы организма для борьбы с внешними условиями и возвращения к нормальной жизнедеятельности. Но он также может иметь и деструктивный характер в том случае, если действия фактора, его вызвавшего, не получается преодолеть. Учитывая, что стрессовая реакция была сформирована в ходе эволюции, она мобилизует организм к борьбе, либо бегству, что в современных условиях социальной активности человека далеко не всегда уместно. Стресс нарастает постепенно. Сначала наблюдается общее

улучшение состояние человека, затем стресс нарастает и достигает определенной точки, соответствующей оптимальной мобилизации ресурсов организма. Если фактор, вызвавший стресс на этом этапе не устранен и продолжает свое воздействие, то стресс усиливается и дальше, приводя к истощению.

В самом начале наличие раздражителя регистрируется рецепторами, далее сигнал от них по нервным путям попадает в мозг, где происходит его анализ и интерпретация. У человека в этом процессе участвуют две системы головного мозга. Это, с одной стороны, неокортекс (верхние области коры полушарий, отвечающие, кроме прочего, за осознанное мышление и речь) и, с другой стороны – лимбическая система (участвует в формировании эмоций). В неокортексе происходит объективная интерпретация стрессора, а в лимбической системе – субъективная, эмоциональная. Если лимбическая система интерпретирует сигналы от рецепторов, как информацию об угрозе, то сигнал передается надпочечникам, которые вырабатывают адреналин, который служит для быстрого реагирования на угрозу. Далее возбуждение от лимбической системы передается в гипоталамус. Гипоталамус выполняет регуляцию вегетативных функций и участвует в поддержании гомеостаза. Так у людей с нарушениями работы гипоталамуса может наблюдаться повышенная температура. Именно это и происходит при длительном стрессе, гипоталамус теряет возможность корректно поддерживать температуру тела, и мы наблюдаем наличие субфебрильной температуры. Гипоталамус передает сигнал надпочечникам, которые начинают вырабатывать в кровь гормоны, меняя водно-солевой баланс и ускоряя процесс переваривания пищи для более скорой выработки энергии. В крови при этом увеличивается количество эритроцитов, дыхание учащается и становится прерывистым, что обеспечивает снабжение тканей и органов кислородом. В крови также возрастает содержание лейкоцитов, стимулируя иммунные и аллергические реакции.

Компоненты стрессовой реакции присутствуют во многих психических расстройствах. Например, в тревожном расстройстве. Наряду с другими проявлениями оно характеризуется затруднением дыхания и ощущением «комка в горле», когда больной жалуется на неспособность сделать глубокий вдох. Повышение частоты дыхания часто вызывает гипервентиляцию, то есть повышение количества кислорода в крови. Гипервентиляция в свою очередь еще более усиливает уровень тревоги.

Кроме того, сам по себе стресс при тревожном расстройстве может привести к другим психическим заболеваниям, таким как булимия. Это связано с повышением уровня сахара в крови и, в связи с этим, ответной реакцией организма в виде выработки инсулина. После этого уровень сахара резко падает и у пациента наблюдается неконтролируемое чувство голода, причем состояние насыщения не может быть достигнуто.

Резюмируем теперь физиологические показатели стресса, это:

1. Учащенное дыхание;
2. Учащенное сердцебиение;
3. Повышенное давление;
4. Мышечное напряжение;
5. Повышенное потоотделение;
6. Повышение уровня адреналина;
7. Повышение, а затем снижение уровня сахара в крови;
8. Повышение уровня эритроцитов;
9. Насыщение крови кислородом;

В этой главе нами была рассмотрена эволюция представлений психофизиологии, в контексте подходов к вопросу соотношения психических процессов и их физиологических откликов в жизнедеятельности человека. Так же были приведены появившиеся в ходе этой эволюции термины, важные для обоснования используемой методологии, такие как «функциональная система» и функциональное состояние.

Платформой для дальнейшего изучения послужил список психических маркеров функциональных состояний, выделенный из рассмотрения этапов стрессовой реакции, как наиболее изученной, компоненты которой входят в состав проявления множества различных состояний психики.

ГЛАВА 2 ОСОБЕННОСТИ РЕГИСТРАЦИИ БИОСИГНАЛОВ

2.1 Технические особенности регистрации биосигналов

Регистрация параметров биологических систем обладает рядом особенностей и сложностей, с ними связанными.

Во-первых, стоит заметить, что биосистемы состоят из качественно отличающихся друг от друга компонентов с разными характерными временами протекания процессов. Например, в группе гомеостатических процессов нервные процессы имеют характерное время 0,3с, нейрогуморальные факторы – 3мин, а гормональные факторы – 7 минут. В это же время, характерное время процессов адаптации – 10 – 30 дней.

Во-вторых, биологические сигналы отличаются низким уровнем полезного сигнала в соотношении с шумами. Это могут быть внешние шумы, или же шумы от работы других подсистем.

В-третьих, существует индивидуальный разброс по физиологическим показателям.

В-четвертых, реакция биосистем на один и тот же раздражитель неоднозначна.

Наконец, исследование биосистем необходимо проводить в условиях их нормального существования.

Биологические системы очень сложны и связи между различными подсистемами еще не до конца описаны. Они характеризуются большим количеством параметров, что делает их оценку вероятностной. Что касается интерпретации полученных данных, то она усложняется отсутствием адекватного математического аппарата [8].

Регистрация физиологических показателей осуществляется с помощью электродов и датчиков. Электроды осуществляют контакт между тканью и измерительной цепью. Использование электродов сопряжено с некоторыми трудностями. Наиболее очевидная из них – осуществление контакта между электродом и кожей, поскольку на их стыке происходит потеря полезного сигнала. Также электроды не должны раздражать кожу человека и должны быть достаточно удобными. Кроме съема сигнала, электроды можно использовать для подведения энергетического воздействия.

Второй тип устройств, с помощью которых регистрируются параметры биосистемы – датчики. Датчик – это устройство, которое преобразует некую информацию об объекте в электрический сигнал. Датчики бывают двух видов: генераторные и параметрические. В первых существует непосредственная связь между измеряемой величиной и электрическим сигналом на выходе. Во втором эта связь проявляется опосредованно через изменение какого-либо параметра датчика (емкость, сопротивление, индуктивность). В зависимости от энергии, действующей на датчик, различают механические, температурные, акустические, оптические, электрические и другие датчики.

Одна из характеристик датчика – его функция преобразования. Функция преобразование датчика описывает зависимость между входной и выходной величиной.

К проблемам, которые могут возникнуть при использовании датчиков относятся зависимость функции преобразования от температуры, явление гистерезиса, непостоянство функции преобразования по времени, инерционность датчика, воздействие датчика на биосистему.

Как было замечено выше, одна из сложностей, возникающих при регистрации биосигналов – небольшое значение полезного сигнала по сравнению с шумом. Чтобы получить информацию, пригодную для

дальнейшей обработки, нужно в этом случае использовать усилители и усилительные схемы. Рассмотрим работу такой схемы.

Операционный усилитель – это усилитель постоянного тока, принцип работы которого заключается в усилении входного сигнала пропорционально разности напряжений на входах. Коэффициент усиления операционных усилителей очень высок, но на практике на выходе усилителя не может получиться сигнал, превышающий напряжение питания усилителя. Для регулировки усиления и снижения уровня шумов часто используют так называемую отрицательную обратную связь, когда выход операционного усилителя подключается к его инвертирующему входу. Отрицательная обратная связь направлена на то, чтобы выровнять напряжение между входами усилителя. Отрицательная обратная связь делает систему более устойчивой к случайному изменению параметров.

Операционные усилители обладают следующими характеристиками:

Коэффициент усиления – отражает соотношение выходного напряжения к вызвавшему его входному при отсутствии обратной связи.

Температурный дрейф – зависимость параметров операционного усилителя от температуры.

Коэффициент ослабления синфазного сигнала – чем он больше, тем операционный усилитель лучше отфильтровывает синфазные составляющие сигнала.

Входной ток смещения – определяется сопротивлением дифференциального каскада операционного усилителя. Он необходим для работы входного каскада.

Максимальное дифференциальное входное напряжение – максимальное напряжение, подаваемое между входами усилителя, при котором не повреждаются транзисторы дифференциального каскада.

Входное сопротивление – сопротивление между входами дифференциального каскада.

Синфазное входное сопротивление – сопротивление между объединенными входами и землей.

Когда речь идет об усилении слабых сигналов (каковыми и являются биосигналы) и высокая точность измерений, подразумевается использование инструментальных усилителей. Инструментальные усилители обычно состоят из нескольких операционных усилителей и прецизионных резисторов. Для того, чтобы инструментальный усилитель подходил для усиления сигналов в измерительных схемах, где необходима высокая точность, он должен обладать следующими характеристиками: очень малое смещение постоянного тока, малый дрейф, малый шум, очень высокий коэффициент усиления при разомкнутой обратной связи, очень высокий коэффициент ослабления синфазного сигнала, очень высокие входные сопротивления.

Из списка физиологических параметров, представленного в главе 1.3 мы выбрали те, которые могут быть измерены с использованием не инвазивных методов, не нарушая условий компактности устройства и измерение которых может производиться, не нарушая обычной жизнедеятельности.

Здесь мы проведем анализ способов измерения конкретных параметров, а также подберем электронные компоненты для измерения.

2.2 Регистрация пульса и насыщения крови кислородом

Из списка физиологических параметров, представленного в главе 1.3 мы выбрали те, которые могут быть измерены с использованием не инвазивных методов, не нарушая условий компактности устройства и измерение которых может производиться, не нарушая обычной жизнедеятельности.

Здесь мы проведем анализ способов измерения конкретных биометрических величин, разработаем принципиальную схему для измерения

каждой величины, выбранной из списка а также подберем электронные компоненты для измерения.

Для измерения пульса можно использовать несколько методов. Метод сфигмографии предполагает измерение расширения участка артерии во время прохождения по ней пульсовой волны. В состав сфигмографа входят приемник механических колебаний, преобразователь и регистрирующее устройство. Чувствительным элементом сфигмографа является датчик (приёмник) в виде пелота с рычагом в роли преобразователя. На рис. 2.1 представлен сфигмограф Маре.

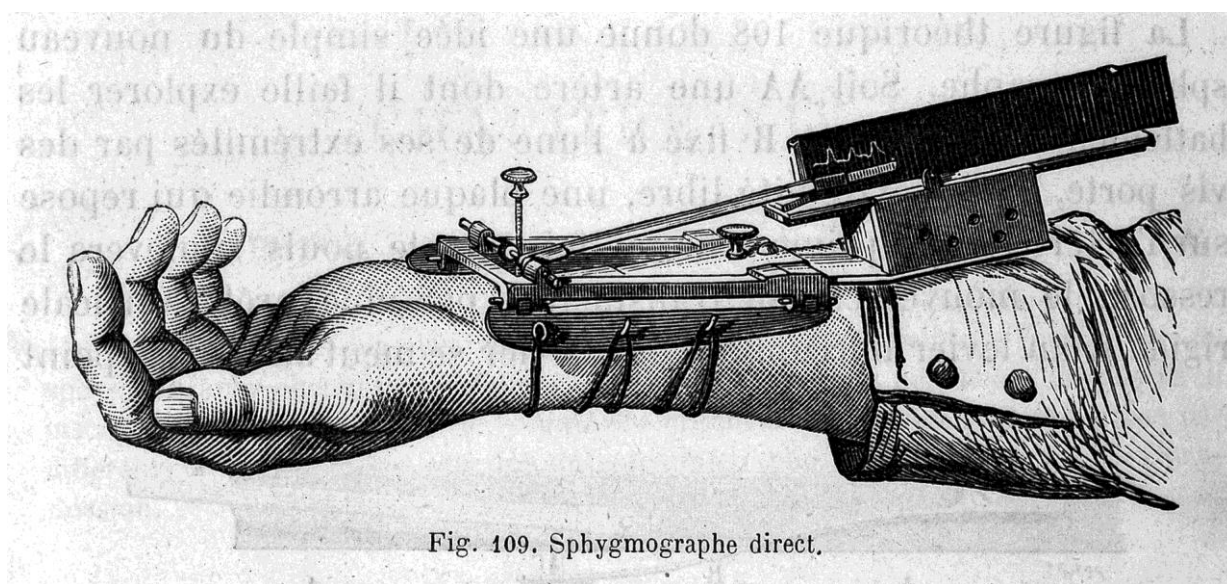


Рис. 2.1 Сфигмограф Маре

Но подобный прибор не отвечает требованиям миниатюризации устройства и не может быть использован в условиях нормальной жизнедеятельности.

Содержание кислорода в крови можно определить измерением парциального давления в заборе крови, но это инвазивный метод исследования, и он не подходит для наших целей.

Для измерения пульса нами было предложено использовать метод фотоплетизмографии. Кроме того, аппаратная часть метода, как будет показана далее, может быть использована и для измерения содержания кислорода в крови.

Сущность метода заключается в измерении ослабления света от источника на входе датчика. Согласно закону Бугера-Ламберта-Бера, величина абсорбции света (потеря энергии световой волной, проходящей через вещество) пропорциональна толщине слоя поглощающего вещества. Интенсивность света в данном случае меняется за счет увеличения объема крови в сосудах из-за прохождения пульсовой волны. Чем больше кровяной поток, тем меньше света попадает на фоточувствительный элемент. Существуют два метода фотоплетизмографии. В первом (трансмиссионная фотоплетизмография) свет от источника проходит сквозь объект и на выходе фиксируется датчиком. Во втором случае (рефракционная фотоплетизмография) датчиком фиксируется свет, отраженный от поверхности объекта. Пульс удобно измерять на кончиках пальцев рук, ушной мочке, виске или запястье. Метод фотоплетизмографии с противоположно расположенными источником и приемником подходит только для случаев фиксации датчиков на кончиках пальцев или мочке уха. В нашем случае измерение было решено проводить на запястье, учитывая сравнительный диаметр которого, был сделан вывод о предпочтении измерения отраженной волны, перед измерением прошедшей и расположением источника и приемника излучения в одной плоскости.

В простейшем случае, для измерений с использованием метода фотоплетизмографии можно использовать один светочувствительный элемент и один светодиод. На их выбор некоторые ограничения. В частности, они должны работать в одном диапазоне длин волн, определяемым спектром поглощения крови. Обычно в фотоплетизмографах для измерения пульса используется длина волны от 500нм до 600нм, так как на этот отрезок приходится максимум поглощения. Наиболее часто используются длины волн, соответствующих зеленому цвету (525нм). Но в данном случае имеет смысл использовать длину волны из инфракрасного диапазона. Выбор обусловлен

тем, что, используя такую длину волны, можно проводить измерение не только пульса, но и насыщения крови кислородом. Метод измерения содержания кислорода в крови основан на сравнении максимумов поглощения излучения оксигемоглобином, максимум поглощения которого находится в красном диапазоне (660нм) и дезоксигемоглобином, максимум которого приходится на инфракрасное излучение (940нм). Спектры поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина представлены на рис. 2.2.

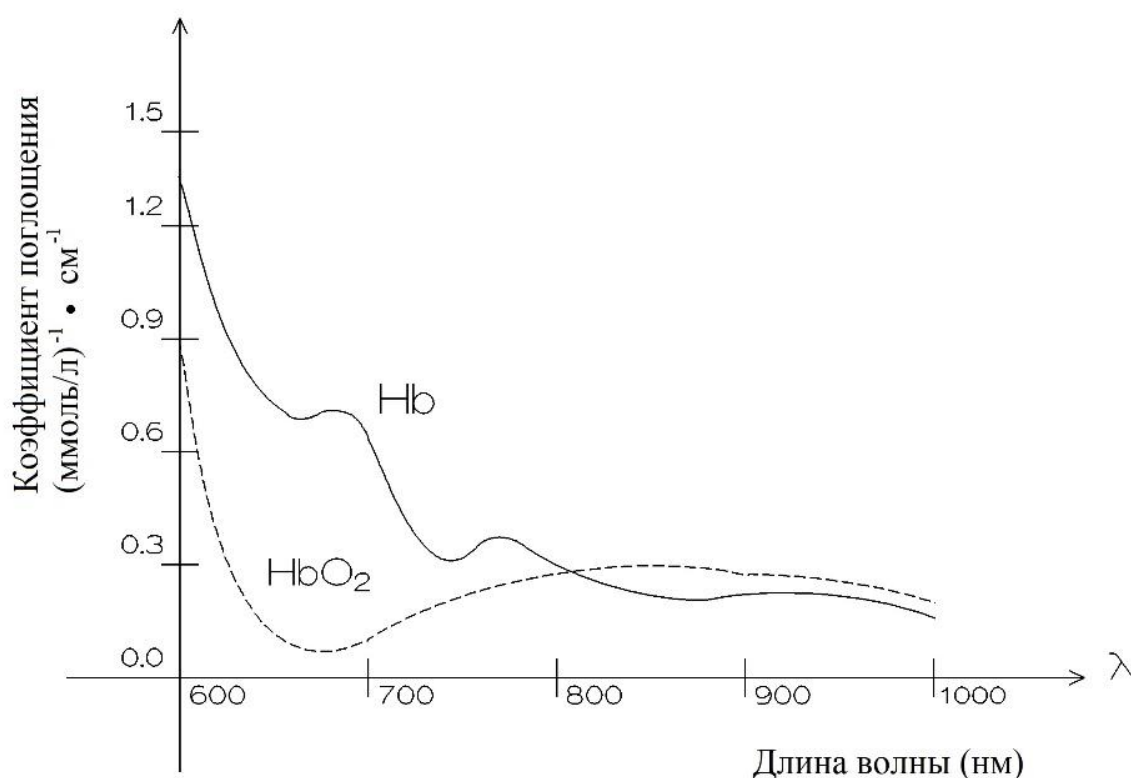


Рис. 2.2 Спектры поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина

Также большое значение имеет интенсивность излучения светодиода [мВ/ср], имеет смысл выбирать светодиод, у которого эта характеристика

выше при том же потребляемом токе. Это позволяет достичь экономии электроэнергии и, как следствие, увеличения времени работы устройства.

В результате нами была разработана схема датчика для измерения частоты сердечных сокращений и насыщения крови кислородом. Принципиальная схема датчика представлена на рис. 2.3.

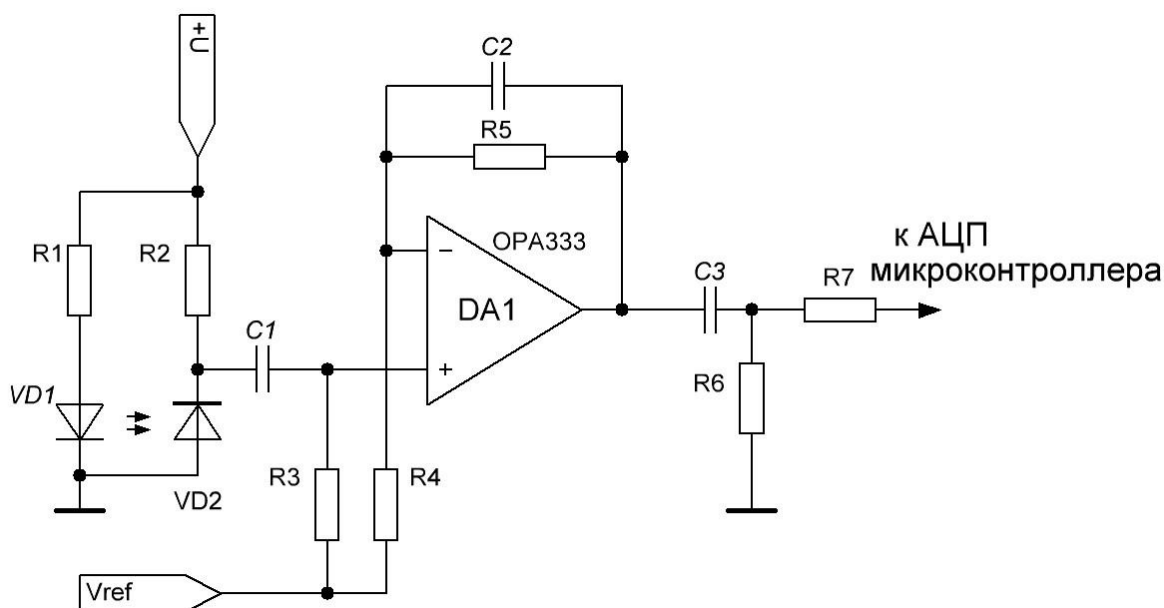


Рис. 2.3 Принципиальная схема датчика для измерения частоты сердечных сокращений и насыщения крови кислородом

Здесь для усиления сигнала с датчика нами был выбран операционный усилитель ОРА333 с применением отрицательной обратной связи для улучшения качества выходного сигнала [6].

2.3 Измерение электрической активности кожи

Кожно-гальваническая реакция или электрическая активность кожи – это биоэлектрическая реакция, регистрируемая с поверхности кожи. Она служит показателем активности вегетативной нервной системы. По современным представлениям, изменение электрической активности кожи

связано с работой потовых желез. Существует два подхода к ее измерению: с приложением и без приложения внешнего тока. В соответствии с первым подходом, измеряется электрическое сопротивление кожи, а в соответствии со вторым – электрический потенциал кожи. Электрическая активность кожи может быть физической (долгий период времени) и тонической (кратковременные реакции). Тоническую активность следует расценивать только, как качественный показатель, не фиксируя ее силу, а только проявление на определенные стимулы. Сложность в расположении электродов для измерения электрической активности кожи заключается в том, что снимать ее имеет смысл только с поверхностей ладоней, ступней, либо лба или подмышек, поскольку не все потовые железы реагируют на психические реакции. На изменение психических состояний реагируют так называемые эккринные потовые железы, которые расположены на перечисленных выше участках тела. Хотя стоит заметить, что при сильном стрессе, железы, отвечающие за терморегуляцию, могут принять на себя роль эккринных, но это, однако, не может быть аргументов в пользу их рассмотрения, поскольку интенсивность подобной реакции имеет большой статистический разброс.

При применении метода Тарханова (без применения внешнего тока), показателем считается электрический потенциал кожи.

Измерение электрической активности кожи по методу Фере (с приложением тока) дает более информативный результат, чем использование метода Тарханова. Согласно методу Фере используется два электрода. Ток в цепи измерения составляет 2мкА и не создает неудобств для пациента. Электроды выполнены в качестве отведений и фиксируются на ладони пациента. Для улучшения контакта и избегания потери полезного сигнала на стыке электрод-кожа, необходимо использовать электролит.

Исходя из малых абсолютных значений сигналов с электродов, было предложено использовать инструментальный усилитель INA333. Его структурная схема представлена на рис. 2.4.

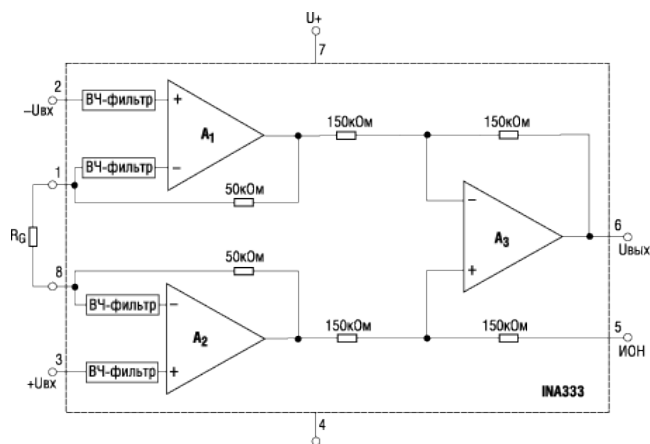


Рис. 2.4 Структурная схема инструментального усилителя INA333

Данный инструментальный усилитель замечателен тем, что обладает очень низким током потребления – до 50мкА [5], следовательно, может быть применен в устройствах с батарейным питанием, именно поэтому его часто используют в портативной медицинской аппаратуре и системах сбора данных. Он обладает низким температурным дрейфом (0.1 мкВ/С), низким шумом (50 нВ/ $\sqrt{\text{Hz}}$), высоким коэффициентом ослабления синфазного сигнала (от 100 дБ), а следовательно, подходит для задач усиления биосигналов в проектируемом устройстве.

Нами была разработана принципиальная схема измерения кожной проводимости по методу Фере. Схема представлена на рис. 2.5.

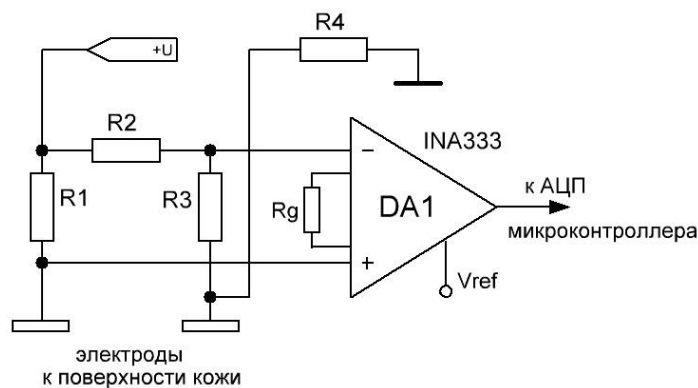


Рис. 2.5 Принципиальная схема измерения кожной проводимости по Фере

2.4 Измерение температуры тела

Температуру также предлагается измерять с внутренней стороны запястья, используя температурный датчик MAX30205, датчик позволяет определять температуру тела с точностью $0,1^{\circ}\text{C}$ в диапазоне температур $37...39^{\circ}\text{C}$. Также он содержит 16-разрядный АЦП, который позволяет регистрировать изменение температуры на четыре тысячных градуса. Датчик работает от напряжения $2.7 - 3.6\text{ В}$, пиковый ток потребления не превышает 600 мкА . Подключается датчик по I2C интерфейсу. Схема подключения датчика представлена на рис. 2.6.

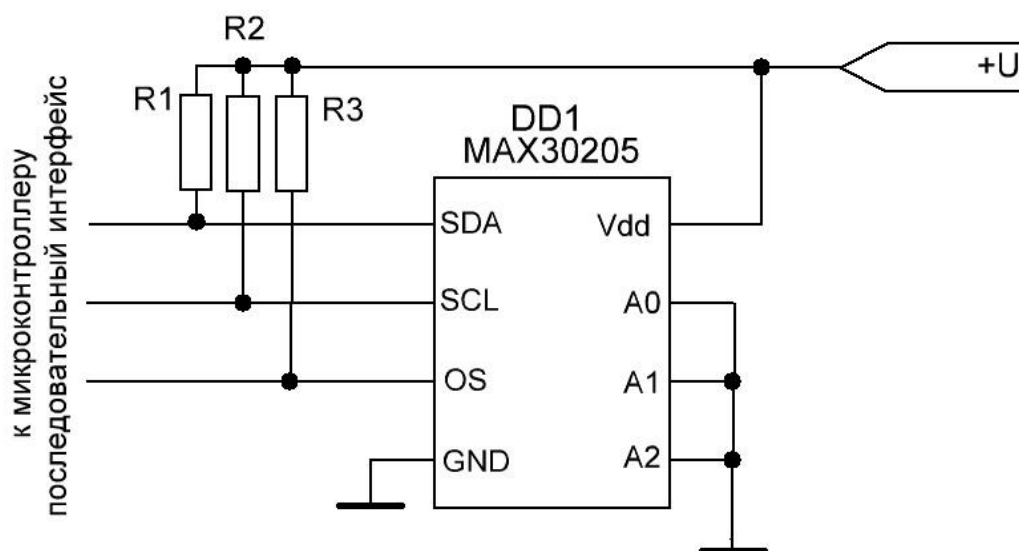


Рис. 2.6 Схема подключения датчика MAX30205

Таким образом, резюмируем локализацию датчиков на для измерения указанных величин на теле человека. Датчик температуры, а также датчик пульса и датчик пульса и насыщения крови кислородом располагаются на внутренней стороне запястья. А электроды для измерения кожной проводимости – на внутренней стороне ладони.

Схема расположения устройства на теле пациента имеет следующий вид, представленный на рис. 2.7.



Рис. 2.7 Схема расположения датчиков на теле пациента

В ходе написания данной главы, были выделен список физиологических параметров, изменяющихся под влиянием изменения психических состояний, а также из этого списка были выбраны те, которые могут быть измерены с использованием методов, отвечающим цели работы. Для каждого выбранного параметра из списка были рассмотрены способы его регистрации и выбран наиболее оптимальный, который был рассмотрен подробно, включая подбор электрических компонент необходимых для его работы.

ГЛАВА 3 ПРОЕКТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА

3.1 Структурные схемы устройства

Учитывая требования по миниатюризации устройства, в ходе работы нами были разработаны две структурные схемы устройства, отличающиеся принципами хранения информации.

1. С записью в энергонезависимую память.

Структурная схема представлена на рис. 3.1.

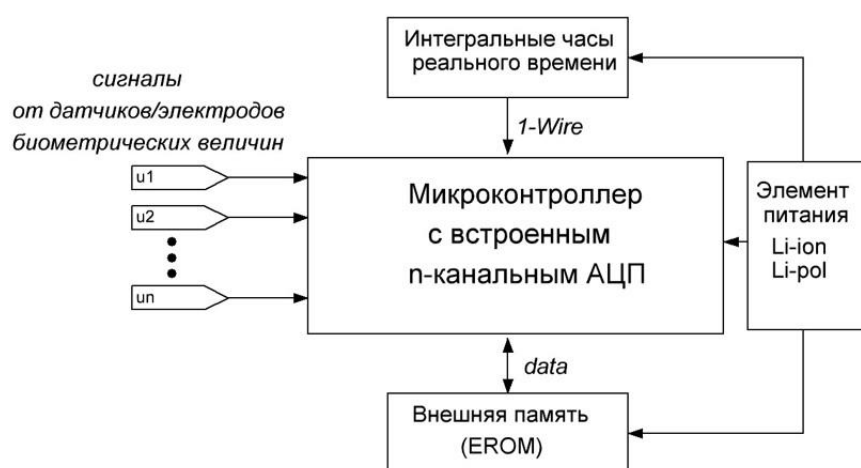


Рис. 3.1 Структурная схема устройства с возможностью записи в энергонезависимую память

Здесь, основной алгоритм процесса диагностики реализует микроконтроллер.

Микроконтроллер – это микросхема, которая предназначена для управления устройством и сочетающая в себе функции процессора и периферийных устройств, а также встроенную память.

Желательно использовать микроконтроллер младшего или среднего подсемейства (данное условие продиктовано требованием миниатюризации устройства). Кроме того, он должен содержать несколько каналов аналого-цифрового преобразователя (АЦП).

В принципе, АЦП можно сделать отдельным блоком, на отдельной интегральной микросхеме, но это может увеличить размеры устройства. Хотя в отдельных случаях регистрации и оцифровки биомедицинских сигналов, такое решение может быть более приемлемо. Например, когда необходим более быстродействующий АЦП или АЦП с цифровой обработкой биомедицинских сигналов (речь идет о спектрально-сложных сигналах или сложно регистрируемых сигналах).

Регистрация данных осуществляется в режиме реального времени. временные отсчеты дает интегральные часы реального времени. Данный блок является обязательным элементом, так как позволяет регистрировать биомедицинские сигналы точно в момент их появления. В итоге врач анализирует биомедицинские данные имея информацию о точном времени их возникновения и динамике во времени.

Данные с биометрических датчиков или электродов в виде сигналов напряжения поступают на входы АЦП встроенного в микроконтроллер, оцифровываются, привязываются к реальному времени и записываются в энергонезависимую память EROM.

Там образом длительное время осуществляется наблюдение за пациентом с одновременной записью нескольких биометрических параметров с привязкой к реальному времени.

Применение микроконтроллера младшего подсемейства позволяет миниатюризировать устройство диагностики, но в тоже время порождает некоторые технические сложности. Основная сложность в малом количестве портов микроконтроллера.

Для экономии выводов микроконтроллера, предлагается для подключения часов реального времени использовать однопроводный сетевой интерфейс 1-Wire, разработанный фирмой Dallas Semiconductor. Число выводов подключения микросхемы памяти диктуется типом применяемой микросхемы, однако следует также использовать микросхемы с малым числом выводов подключения.

2. С использованием радиопередающего модуля

Структурная схема представлена на рис. 3.2.

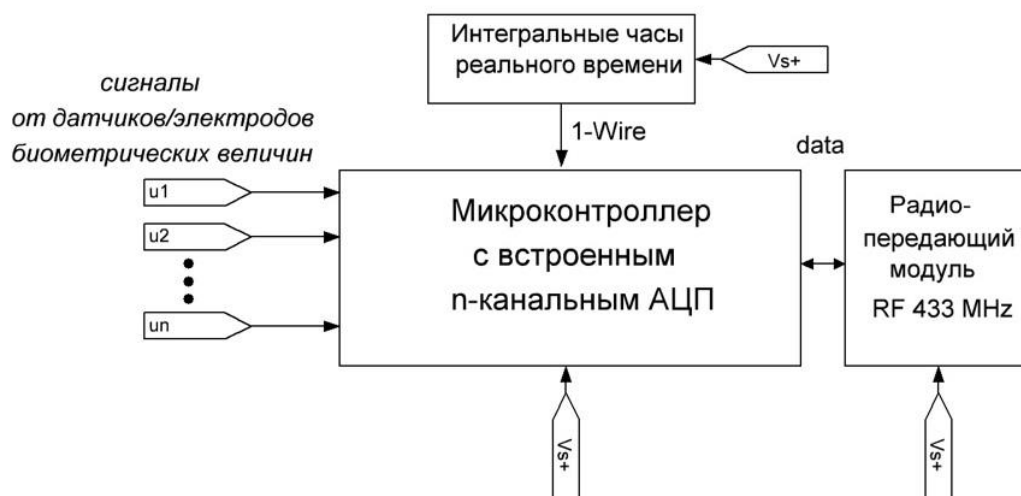


Рис. 3.2 Структурная схема устройства с возможностью передачи информации по радиоканалу

Основные блоки микроконтроллер и часы реального времени остаются такие же, как и в первой схеме.

Отличается способ фиксации данных. В данном случае данные не записываются в электронную память, а передаются по радиоканалу разрешенной частоты.

Преимущества данного метода в том, что врач в реальном времени может наблюдать динамику процесса изменения физиологических параметров и сопоставлять их с поведением пациента. Кроме этого, данные также могут быть записаны в память компьютера. Кроме этого, в данном случае могут быть применены более сложные алгоритмы обработки полученных данных, их визуализация.

Недостатком данного метода является большее энергопотребление устройства из-за передачи информации по радиоканалу. И маломощное радиоизлучение в непосредственной близости от пациента, что может каким-либо образом повлиять на регистрируемые биомедицинские параметры. Однако данное предположение должно проверяться в каждом индивидуальном случае.

Пример использования полученных данных: После возникновения приступа, врач анализирует данные о характере и времени изменения физиологических параметров и сопоставляет их со временем начала приступа. Данная информация позволит заблаговременно предсказать время наступления приступа и принять определенные меры.

3.2 Проектирование принципиальной схемы устройства

Полная принципиальная схема устройства диагностики представленная на рис. 3.3.

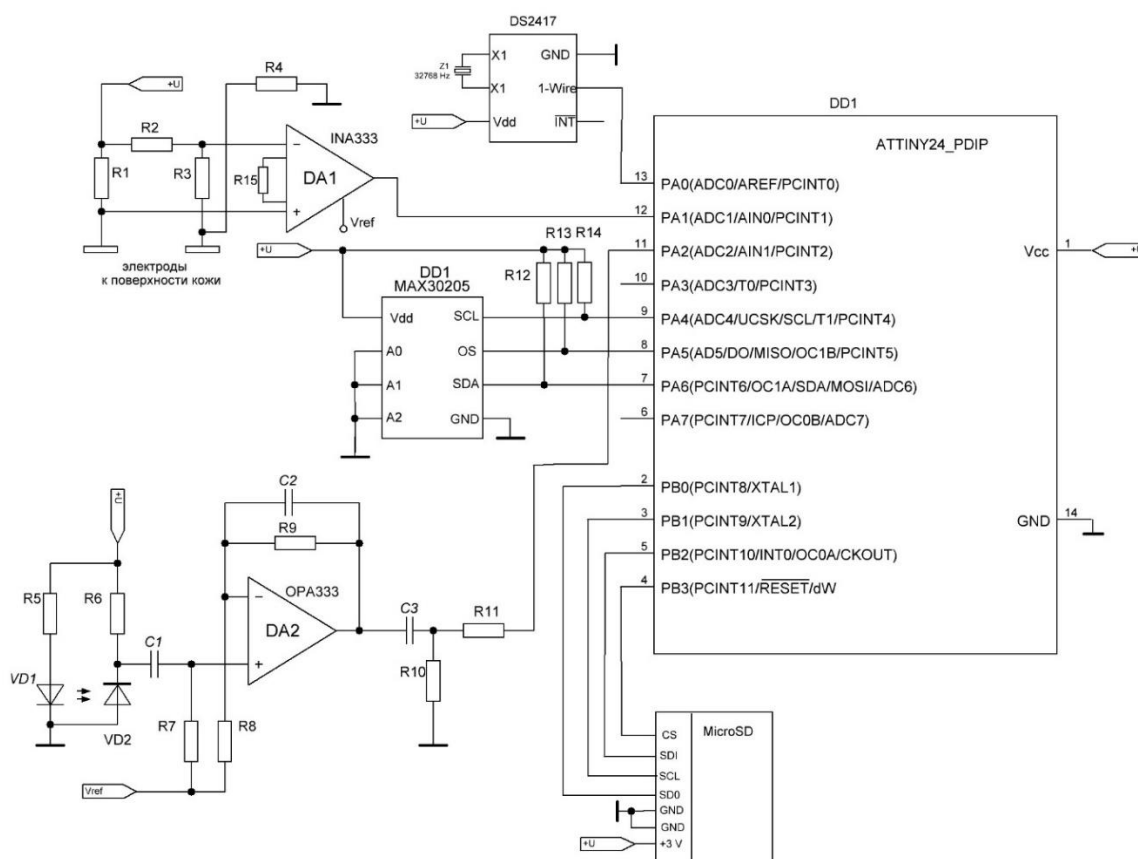


Рис. 3.3 Принципиальная схема устройства

Алгоритм процесса диагностики реализован с помощью микроконтроллера ATtiny24v. Выбор данного контроллера обусловлен минимальным, но достаточным количеством портов ввода/вывода и наличием встроенного 10-разрядного АЦП. Миниатюрность элементов в устройстве играет важную роль, т.к. она влияет на общий размер разрабатываемого

устройства. Т.к. устройство размещается на запястье и не должно причинять дискомфорт, его миниатюрность является важным параметром.

Таким образом, полная схема устройства диагностики состоит из микроконтроллера ATtiny24v, часть портов которого используются, как входы встроенного АЦП, а часть как порты вывода-вывода, работающие по определенному протоколу.

Микросхема часов реального времени подключена к порту PA0, данный порт представляет собой программную реализацию однопроводного интерфейса 1-Wire. Выбор часов реального времени именно с таким однопроводным интерфейсом связано с возможным сокращением числа выводов выбираемого контроллера. Однако, у микроконтроллера при подключении всех блоков осталось незадействованных 2 вывода, это означает, что на подключение часов реального времени можно использовать 3 порта микроконтроллера, т.е. есть возможность использовать часы реального времени с более простым в плане программной реализации интерфейсом, например, со стандартным последовательным интерфейсом или с интерфейсом I²C (DS).

Далее, к порту PA1 подключен выход усилителя датчика проводимости кожи. Этот порт работает как вход аналого-цифрового преобразователя ADC1. Встроенный АЦП данного микроконтроллера реализован на аппаратном уровне, что делает более простым его программную реализацию, например, на языке высокого уровня.

К порту PA2 подключен выход усилителя датчика фотоплетизмографии. Данный порт настроен, как вход аналого-цифрового преобразователя ADC2.

Далее, к портам PA4, PA5, PA6 подключен микросхема термодатчика MAX30205. Эти порты используются, как порты ввода-вывода на основе которых программно реализован обмен данными по последовательной шине. Порт PA6 выполняет функции порта ввода-вывода данных SDA (Serial-Data Input/Output Line), PA4 – тактовый вход SCL (Serial-Data Clock Input), PA5 – выход отключения при перегреве OS (Overtemperature Shutdown Output), подключение данного входа к микроконтроллеру в данном приложении не является обязательным, т.к. данный датчик используется для измерения

температуры тела. Выводы датчика температуры выполнены по схеме с открытым коллектором, поэтому при подключении к портам микроконтроллера нуждаются в подтягивающих резисторах R12-R14.

Вторая группа портов микроконтроллера PB0-PB3 используется для подключения карты памяти MicroSD. Организация обмена данными с картой памяти осуществляется программным методом в режиме SPI (параллельная передача данных). Порт PB3 используется как выбор кристалла (CS), PB2 – вход данных (SDI), PB1 – тактовый сигнал (SCL), PB0 – выход данных (SD0).

3.3 Описание алгоритма работы устройства

Блок схема алгоритма работы устройства диагностики показан на рис. 3.4.

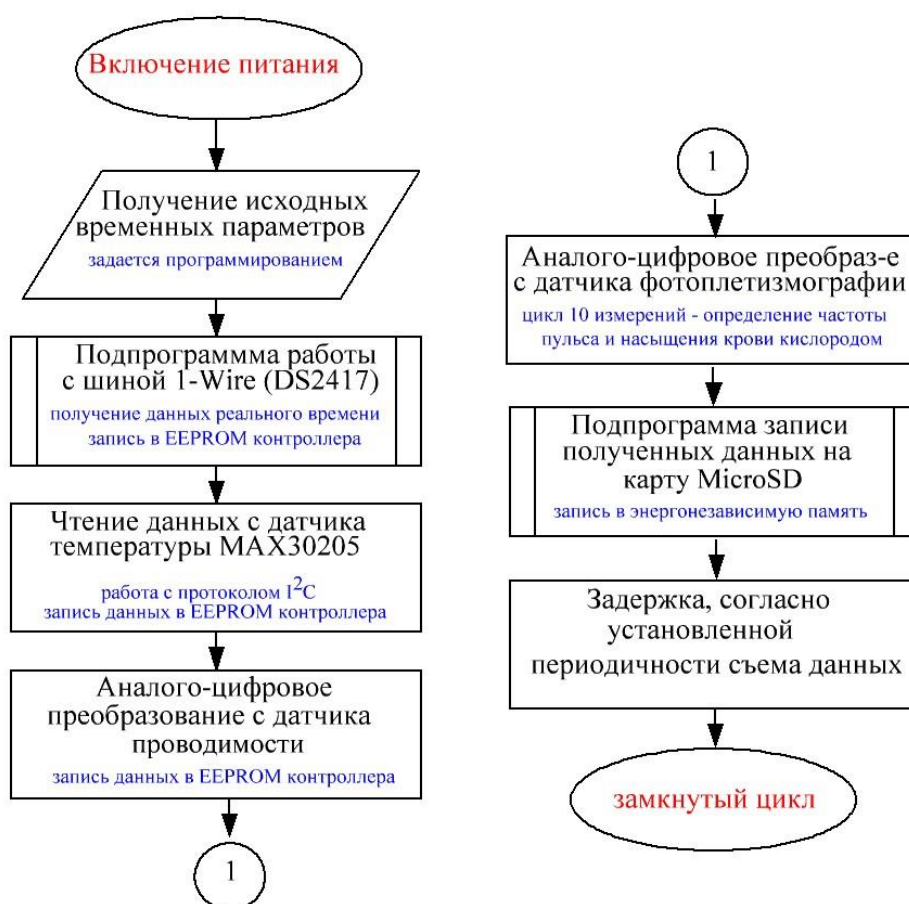


Рис. 3.4 Блок схема алгоритма работы устройства диагностики

При включении микроконтроллера (подаче питания на схему), происходит инициализация временных параметров, предварительно установленных в соответствии с задачами диагностики или исследования. В частности, основным временным параметром является время выборки измерения биометрического параметра. Исходя из небольшой скорости изменения биометрических параметров (согласно гомеостатической регуляции), для отслеживания динамики их изменений достаточно небольшой частоты опроса датчиков, от 0.5 мин до 10 мин. Данное время выбирается индивидуально для конкретных задач исследования или диагностики, поэтому данный временной параметр устанавливается при программировании устройства.

Далее микроконтроллер обращается к часам реального времени DS2417 для получения данных о текущем времени измерения, данный о реальном времени сохраняются в энергонезависимую память микроконтроллера.

Затем, микроконтроллер получает данные с интегрального датчика температуры MAX30205 и также сохраняет их энергонезависимую память микроконтроллера.

Затем, микроконтроллер преобразует напряжение с усилителя датчика проводимости в цифровую форму, нормирует данные и сохраняет их энергонезависимую память микроконтроллера.

Далее происходит аналого-цифровое преобразование данных с усилителя фотоплетизмографа. Данный процесс измерений длится около 10 секунд. Для получения информации о частоте сердечных сокращений. При этом происходит 10 измерений интенсивности света с ИК-датчика, далее показания усредняются для получения данных об обогащении крови кислородом. Данные, полученные в процессе измерений пульса также записываются в энергонезависимую память микроконтроллера.

В заключении, все полученные данные о реальном времени, температуре тела, сопротивлении кожных покровов, частоте сердечных сокращений и

насыщении крови кислородом записываются на карту памяти большой емкости. В конце одного процесса измерения вычисляется время проведенного измерения и из него и программно заданного периода единичного измерения определяется время задержки алгоритма, по истечении которого процесс измерения повторяется.

Единичное измерение всех биометрических параметров происходит достаточно быстро, задержек между измерением отдельного параметра нет. Самый медленный процесс получения данных при плетизмографии длится около 10 сек.

Данные полученные в результате однократного измерения занимают небольшой объем, но, если учесть, что данные измерения долгосрочные, данных может накопиться большое количество. Например, как упоминалось ранее, время однократного измерения равно от 0.5 мин до 10 мин, при этом если взять максимальное время 10 мин и наблюдение проводить в течении суток 24 ч., то в результате получим 144 точки измерения. При времени одиночного измерения 30 сек, получаем 2880 точек. При увеличении времени наблюдения, данное число увеличится. Таким образом, наличие внешней памяти для записи данных является правильным решением, кроме этого съемную память проще использовать на стационарных компьютерах, куда можно скопировать данные и организовать архивы данных пациентов для дальнейших исследований и выявления корреляций.

В этой главе нами были предложены структурные схемы реализации устройства, был осуществлен подбор оптимальных электронных компонент и составлена электрическая схема. Кроме того, был описан алгоритм работы устройства.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе написания данной научно-исследовательской работы были изучены актуальные научные публикации, предоставляющие информацию о связи некоторых психических заболеваний и изменений физиологических параметров, им сопутствующим. Был произведен анализ теоретических данных по психофизиологии, на основании которого был составлен список биометрических величин, являющихся маркерами изменения психического состояния человека. Исходя из требований накладываемых на проектируемое устройство и указанных в тексте работы, а именно: компактность, отсутствие инвазивных методов измерения и регистрации биологических сигналов, возможность длительного мониторинга измеряемых величин без причинения дискомфорта пациенту, из составленного списка величин были выбраны только те, регистрация которых может быть осуществлена с учетом вышеизложенных ограничений.

Кроме этого в работе были рассмотрены особенности регистрации биосигналов и сложности, возникающие при исследовании биологических систем.

Для каждого измеряемого биологического параметра, был осуществлен поиск оптимального метода получения измерительной информации. В настоящей работе описаны принципы, на которых базируются методы, используемые для регистрации выделенных биологических параметров, а также приведены разработанные принципиальные схемы отдельных датчиков биологических параметров.

Далее в ходе работы были разработаны две структурные схемы устройства, отличающиеся способом хранения полученной информации. В итоге была разработана принципиальная схема устройства диагностики, включающая принципиальные схемы датчиков биометрической информации, рассмотренные ранее и элементы программной логики, такие как микроконтроллер и часы реального времени.

Результатом работы является принципиальная схема и алгоритм работы устройства для комплексного мониторинга пульса, уровня насыщения крови кислородом, проводимости кожи и температуры тела.

Устройство может быть использовано, как в диагностических, так и исследовательских целях для нахождения новых взаимосвязей между изменениями психического состояния и динамикой изменения регистрируемых величин.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вербина Г.Г., Психология эмоций/ Г.Г. Вербина. – Чебоксары: Чувашский гос. ун-т, 2008. – 308 с.
2. Орлова В.А., Михайлова И.И., Рогозенко Н.П., «Спектрально-динамические характеристики состояния поджелудочной железы при шизофрении» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://naukarus.com/spektralno-dinamicheskie-harakteristiki-sostoyaniya-podzheludochnoy-zhelezy-pri-shizofrenii> (Дата обращения: 17.02.2018)
3. А.С. Бояджян, А.С. Чавушян, Р.В. Захарян, Г.М. Мкртчян – «Маркеры дисфункции апоптоза при шизофрении» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://naukarus.com/markery-disfunksii-apoptoza-pri-shizofrenii> (Дата обращения: 19.02.2018)
4. В.Е. Голимбет, М.В. Алфимова – «Серотонин и шизофрения» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://naukarus.com/serotonin-i-shizofreniya> (Дата обращения: 22.02.2018)
5. Datasheet INA333 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf> (Дата обращения: 10.04.2018)
6. Datasheet OPA333 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa333.pdf> (Дата обращения: 18.04.2018)
7. Datasheet ATtiny24V [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.mouser.com/ds/2/268/doc8006-1066127.pdf> (Дата обращения: 02.05.2018)
8. Олейник В.П. Аппаратные методы исследования в биологии/ В.П. Олейник – Харьков: Нац аэрокосм. Ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2004. – 110 с.